

# Document made available under the Patent Cooperation Treaty (PCT)

International application number: PCT/EP05/001164

International filing date: 04 February 2005 (04.02.2005)

Document type: Certified copy of priority document

Document details: Country/Office: AT  
Number: A 179/2004  
Filing date: 06 February 2004 (06.02.2004)

Date of receipt at the International Bureau: 28 April 2005 (28.04.2005)

Remark: Priority document submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b)



World Intellectual Property Organization (WIPO) - Geneva, Switzerland  
Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (OMPI) - Genève, Suisse



PCT/EP200 5 / 0 0 1 1 6 4

**ÖSTERREICHISCHES PATENTAMT**  
A-1200 Wien, Dresdner Straße 87

Kanzleigeühr € 30,00  
Schriftengebühr € 117,00

Aktenzeichen A 179/2004

Das Österreichische Patentamt bestätigt, dass

**Dr. Adolf Friedrich Fercher**  
in A-1230 Wien, Hassreitersteig 3/11,

am **6. Feber 2004** eine Patentanmeldung betreffend

**"Kurzkohärens-interferometrische Augenlängenmessung",**

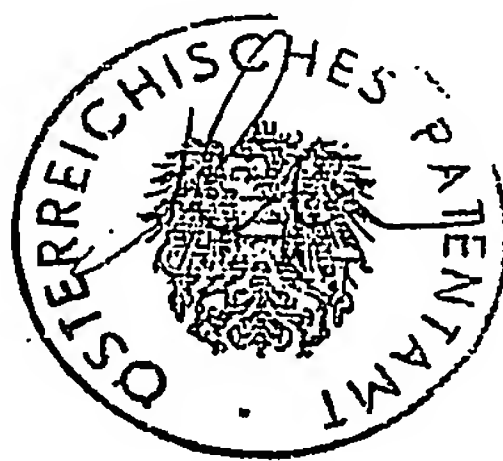
überreicht hat und dass die beigeheftete Beschreibung samt Zeichnungen mit der ursprünglichen, zugleich mit dieser Patentanmeldung überreichten Beschreibung samt Zeichnungen übereinstimmt.

Es wurde beantragt, Dr. Adolf Friedrich Fercher in Wien, als Erfinder zu nennen.

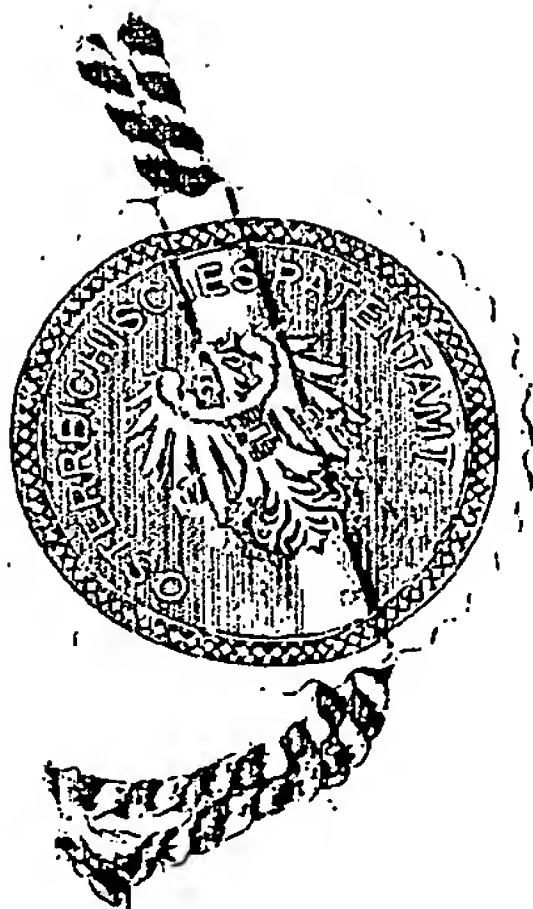
Österreichisches Patentamt  
Wien, am 7. September 2004

Der Präsident:

i. A.



**HRNCIR**  
Fachoberinspektor



(51) IPC:

AT PATENTSCHRIFT

(11) Nr.

(Bei der Anmeldung sind nur die eingerahmten Felder auszufüllen - bitte fett umrandete Felder unbedingt ausfüllen!)

(73) Patentanmelder (bzw. -inhaber):  
**Dr. Adolf Friedrich Fercher**

(54) Titel der Anmeldung:  
**„Kurzkohärenz-interferometrische Augenlängenmessung“**

(61) Zusatz zu Patent Nr.

(66) Umwandlung von **GM** /

(62) gesonderte Anmeldung aus (Teilung): **A** /

(30) Priorität(en):

(72) Erfinder:

(22) (21) Anmeldetag, Aktenzeichen:

, A /

(60) Abhängigkeit:

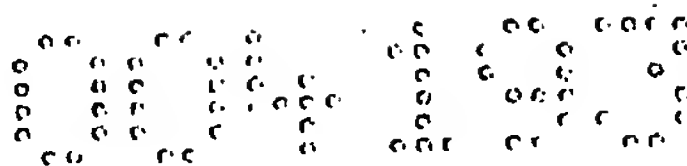
(42) Beginn der Patentdauer:

Längste mögliche Dauer:

(45) Ausgabetag:

(56) Entgegenhaltungen, die für die Beurteilung der Patentierbarkeit in Betracht gezogen wurden:

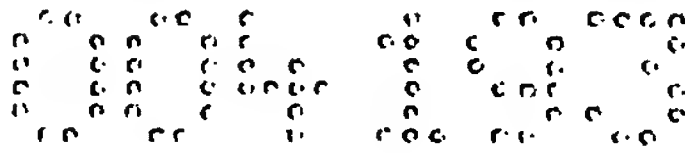
- 1 -



Im Gegensatz zu der klassischen optischen Kurzkohärenz-Interferometrie, bei der der Referenzspiegel des Interferometers die gesamte zu messende Wegstrecke abfährt oder „scannt“, hat man für die ophthalmologische Augenlängenmessung spezielle Verfahren entwickelt. Diese erlauben es, trotz Distanzen am Auge bis zu etwa 30 Millimeter, diese auch an instabilen, weil lebenden Objekten, zu messen. Einer der Auswege zur Lösung dieses Problems bei der kurzkohärenz-interferometrischen Messung des Abstands von in der Tiefe separierten instabilen Strukturen ist die Verwendung des sogenannten Dual-Beam Verfahrens. Dieses Verfahren wird in der Offenlegungsschrift DE 3201801A1 beschrieben. Dabei wird die Cornea und die in der Tiefe separierte andere Augenstruktur, beispielsweise der Fundus, von einem Doppel-Messstrahl beleuchtet. Dieser duale Messstrahl wird von zwei Ausgangsstrahlen eines Michelson-Interferometers unterschiedlicher Weglängen gebildet. Mit Hilfe einer diffraktiven Linse wird dieser Messstrahl gleichzeitig auf Cornea und auf Fundus fokussiert. Das Michelson-Interferometer wird auf die Distanz Cornea/Fundus abgestimmt. Dazu genügt eine Interferometerspiegel-Scan-Strecke von wenigen Millimetern. Dieser Abgleich wird mittels der hierbei auftretenden Interferenzen von Kurzkohärenz-Licht festgestellt. Da hierfür nur die Distanz Cornea/Fundus ausschlaggebend ist, werden interferometrische Stabilitätsanforderungen in idealer Weise erfüllt; die Messung bleibt von Bewegungen des Auges unbeeinträchtigt.

Auch bei den in der Patentanmeldung WO 01/38820A1 beschriebenen Verfahren werden die zwei in der Tiefe distanzierten Objektbereiche mit einem Doppel-Messstrahl beleuchtet. Hier wird aus dem das Messobjekt beleuchtenden Messstrahl vor dem Messobjekt zunächst ein weiterer Messstrahl mittels eines Strahlteilers ausgespiegelt und nach Durchlaufen eines Umwegs, in dem auch eine zusätzliche brechende Optik zur Fokussierung angeordnet sein kann, wieder in den ursprünglichen Messstrahl eingespiegelt. Dieses Verfahren reduziert die Interferometerspiegel-Scan-Strecke auf einen kleineren Wert als die zu messende Wegstrecke. Bei entsprechend schnellem Scannen kann dieses Verfahren die interferometrischen Stabilitätsanforderungen ebenfalls erfüllen.

Die angeführten Verfahren haben jedoch den Nachteil, daß das Messlicht gleichzeitig zwei oder mehr distanzierte Objektbereiche beleuchtet. Das jeweils nicht zur Messung benutzte Licht erzeugt einen störenden Untergrund und Rauschen. Ferner ist dadurch ein Fokussieren des



- 3 -

Messlichts auf die jeweilige Messstelle schwierig zu realisieren; insbesondere bei mehreren distanzierten Objektbereichen wird diese Problematik gravierend. Die moderne ophthalmologische Längenmessung am Auge erfordert jedoch mehr als eine Strecke zu messen, nämlich zusätzlich zur Augenlänge noch Distanzen wie die Vorderkammertiefe und die Cornea- und Augenlinsendicke.

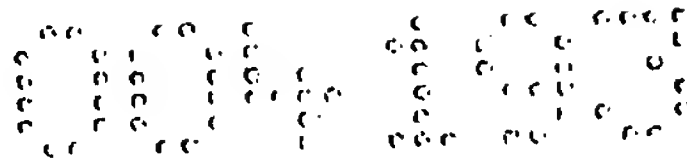
Es ist daher die **technische Aufgabe der Erfindung**, Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges anzugeben, die den Messstrahl auf die jeweiligen Kohärenzfenster fokussieren und weiters die erforderlichen Interferometerspiegel-Scan-Strecken auf kleinere Strecken als die zu messende Distanz reduzieren.

Dies wird **erfindungsgemäß** durch ein Kurzkohärenz-Interferometer gelöst, in dem ein 90-Grad-Spiegel und eine Fokussieroptik gemeinsam eine periodische Hin-und-her Bewegung so ausführen, dass der von der Fokussieroptik erzeugte und mittels einer Relais-Optik auf das Auge abgebildete Messstrahlfokus synchron mit dem Kohärenzfenster von der Cornea entlang der optischen Achse des Auges bis zur Fovea centralis bewegt wird und weiters mittels mehrerer Reflektoren unterschiedliche Weglängen in den Mess- und Referenzstrahlengängen erzeugt werden.

Die Figur 1 erläutert zunächst die geometrische Optik des Tiefenscans am Auge: 101 ist der bewegte Fokus des Messstrahls eines Kurzkohärenz-Interferometers, der sich entlang der durch den Doppelpfeil 102 angedeuteten Strecke der Länge  $S$  bewegt. Der Fokus 101 wird mittels einer Relais-Optik 103 auf das Auge 104 abgebildet. Die kurzkohärenz-interferometrische Bedingung ist hierbei, dass für eine Bewegung des Fokus 101 um die optische Länge  $S = L$  des Auges (beim Gullstrand-Auge ist  $L$  etwa gleich 33 mm), das Bild 101' des Fokus 101 die gesamte Länge des Auges 104 vom Corneascheitel 105 bis zur Fovea centralis 106 abtasten soll. Es soll also der Punkt 107 am Ende dieser Bewegung in den Punkt 106 abgebildet werden. Dies erreicht man für eine Optik der Brennweite  $f$ , wenn sich der Corneascheitel im Abstand

$$b_0 = \frac{f(f+L)}{L} \quad (2)$$





- 4 -

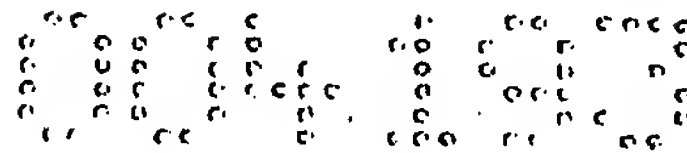
von der Relais-Optik 103 befindet. Benutzt man beispielsweise eine Optik der Brennweite  $f = 33$  mm, so ist für das Gullstrand-Auge  $b = 66$  mm.

Für ein gutes kurzkohärenz-interferometrisches Signal muß weiters der Messstrahl innerhalb des Kohärenzfensters auf das Objekt fokussiert werden. Die in der Figur 1 beschriebene Anordnung gewährleistet zwar, dass, wenn das Kohärenzfenster an der Cornea mit dem Fokus 101' zusammenfällt, es dann auch an der Fovea centralis mit dem Fokus des Messstrahls im Punkt 106 zusammenfällt, jedoch ist das auf der dazwischenliegenden Strecke nicht vollständig gewährleistet. Das sieht man, wenn man den Verlauf der Fokusposition vom Corneascheitel 201 (Figur 2) in das Innere des Auges verfolgt. Wegen der Lichtbrechung an der Cornea 211 verschiebt sich der Fokus eines auf einen Punkt 210 hinter der Cornea 211 fokussierten Lichtbündels 212 um eine geringere Strecke ( $t$ ) als das Lichtbündel selbst ( $T$ ) und damit das Kohärenzfenster. Der neue Fokus liegt nicht im Punkt 210 sondern bei 213, siehe Figur 2. Außerdem liegt das Kohärenzfenster nicht bei 210, sondern in der optischen Distanz  $n_G \cdot T$ , mit  $n_G$  = Gruppenindex, vom Scheitel entfernt.

Dieses Auseinanderlaufen von Kohärenzfenster und Messbündelfokus ist besonders bei Messungen im vorderen Augenabschnitt von Bedeutung, weil dort Strukturen liegen (Rückfläche der Cornea, Vorder- und Rückfläche der Augenlinse), die mit hoher Präzision gemessen werden sollten. Man kann dieses Auseinanderlaufen für den vorderen Augenabschnitt dadurch minimieren, dass man die Anfangskoinzidenz von Fokus 210 und Kohärenzfenster nicht – wie üblich – für Punkte außerhalb des Auges, also beispielsweise für den Corneascheitel, sicherstellt, sondern für einen Punkt etwa in der Mitte der Vorderkammer, beispielsweise 3 mm hinter dem Scheitel. Dies wird durch entsprechende Positionierung des Reflektors für das Kohärenzfenster der Cornea erreicht. Hierzu wird die Interferometer-Armlänge mittels des Justiertisches 358, 558 oder 758 eingestellt.

Eine erste erfindungsmäßige Anordnung ist in der Figur 3 dargestellt. Dort emittiert eine Kurzkohärenz-Lichtquelle 301, beispielsweise eine Superlumineszenzdiode, einen zeitlich teilkohärenten und räumlich möglichst vollständig kohärenten Lichtstrahl 302, der mittels einer Optik 303 den Strahlteiler 304 beleuchtet. Der Strahlteiler 304 teilt den Lichtstrahl 302 in Messstrahl 315 und Referenzstrahl 305. Der Referenzstrahl 305 wird von dem Referenzspiegel

- 4 -



- 5 -

306 in Richtung Strahlteiler 308 reflektiert. Er durchsetzt dabei 2 mal die zwei Dispersions-Kompensationsprismen 307 und 307'. Nach Durchlaufen des Strahlteilers 308 trifft der Referenzstrahl 305 auf die Optik 310 und wird von dieser auf den Photodetektor 311 fokussiert.

Der vom Strahlteiler 304 (in der Zeichnung nach links) reflektierte Messstrahl 315 wird von dem 90-Grad-Spiegel 316 um  $90^\circ$  aus seiner ursprünglichen Richtung reflektiert und trifft auf den Reflektorspiegel 317, der hier als verspiegelte Rückfläche einer Planplatte 318 ausgebildet ist. Es versteht sich von selbst, dass hier auch andere Spiegel verwendet werden können, beispielsweise Oberflächenspiegel mit der Reflektorseite dem eintreffenden Strahl zugewandt. Der reflektierte Messstrahl 315' wird von dem 90-Grad-Spiegel 316 wiederum auf den Strahlteiler 304 gerichtet, durchläuft diesen sowohl als auch den Strahlteiler 308 geradlinig und wird von der Fokussieroptik 319 – als Messstrahl 334 – in den Fokus 320 fokussiert. Der Fokus 320 befindet sich – wie beispielsweise in der Figur 3 gezeichnet – in der doppelten gegenstandseitigen Brennweite der Relais-Optik 321. Die Relais-Optik 321 bildet den Fokus 320 auf das Auge 323 ab. Der Fokus 320 wird – wie beispielsweise in der Figur 3 gezeichnet – in der doppelten bildseitigen Brennweite der Relais-Optik 321 in den Punkt 322 abgebildet. Der Punkt 322 befindet sich auf der Cornea eines Auges 323, dessen Länge L gemessen wird.

Die Strahlteiler 304 und 308 können zur Vermeidung von störenden Reflexionen und zur Optimierung der Strahlintensitäten als polarisierende Strahlteiler ausgebildet werden. Dann kann man durch Drehen eines Linearpolarisators 330 das Teilungsverhältnis Referenzstrahlintensität zu Messstrahlintensität so optimieren, dass man am Photodetektor 311 optimales Signal-zu-Rausch-Verhältnis erhält. Ferner kann man nach dem Strahlteiler 304 im Messstrahl 315 eine  $\lambda/4$ -Platte 331 unter  $45^\circ$  zur Polarisationsrichtung anordnen. Dann wird der Reflektor 317 von einem zirkular polarisiertem Lichtbündel 315 beleuchtet, welches nach Reflexion als Lichtbündel 315' gegenläufig zirkular polarisiert ist und nach einem weiteren Durchsetzen der  $\lambda/4$ -Platte 331 wieder linear polarisiert wird und zwar orthogonal zur ursprünglichen Polarisationsrichtung. Dieser Strahl 332 durchsetzt daher die polarisierenden Strahlteiler 304 und 308 ohne Reflexionsverluste und trifft auf eine weitere  $\lambda/4$ -Platte 333, unter  $45^\circ$  angeordnet. Hier wird der Messstrahl 334 wiederum zirkular polarisiert und von der Fokussieroptik 319 in den Fokus 320 und weiter von der Relais-Optik 321 in den Fokus 322 fokussiert. Der Corneascheitel reflektiert das Lichtbündel 324, nunmehr entgegengesetzt zirkular polarisiert. Dieses zurück laufende

- 5 -



DRAFT

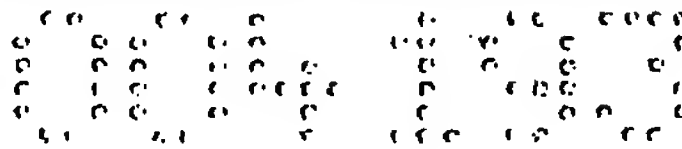
- 6 -

Messlichtbündel 324 wird von der  $\lambda/4$ -Platte 333 wiederum linear, orthogonal zu der Polarisationsrichtung des Bündels 332, polarisiert und vom polarisierenden Strahlteiler 308 daher zu 100 % in Richtung Optik 310 reflektiert und von dieser am Photodetektor 311 fokussiert. Auf diese Weise werden im Messstrahl Leistungsverluste weitgehend vermieden.

Der linear polarisierte Referenzstrahl 305 durchsetzt nach der Reflexion am Referenz-Reflexionsprisma 306 die Dispersions-Kompensatoren 307 und 307' und den Strahlteiler 308 und wird ebenfalls von der Optik 310 am Photodetektor 311 fokussiert. Mit dem Linearpolarisator 326 kann die Größe der aus Mess- und Referenzstrahl miteinander interferierenden Komponenten eingestellt werden. 326 wird so orientiert, dass am Photodetektor 311 optimales Signal-zu-Rausch-Verhältnis auftritt.

Das beschriebene Kurzkohärenz-Interferometer ist auf einer Platte 300 aufgebaut. 90-Grad-Spiegel 316 und Fokussieroptik 319 befinden sich auf einer in Richtung der strichpunktiert gezeichneten Interferometerachse 340 um die Strecke S beweglichen Scannerplatte 335 (335'). Die Scannerplatte 335 kann der bewegte Schlitten eines Voice Coil Scanners - beispielsweise der Firma Physik Instrumente - oder eines Ultraschall-Scanningtisches oder einer anderen entsprechenden Vorrichtung sein, dessen Fußplatte 356 auf der Grundplatte 300 befestigt ist. Hingegen befinden sich die Komponenten 301, 302, 303, 304, 331, 308, 333, 326, 310, und 311 auf einer fest mit der Grundplatte 300 verbundenen Trägerplatte 357, die die Scannerplatte 335 überbrückt.

Das Reflexionsprisma 306 ist auf einem Verschiebetisch 358 montiert. Seine Position kann so abgestimmt werden, dass sich das Kohärenzfenster bei der in der Figur 3 durch zusammenhängende Linien dargestellten Konfiguration der Scannerplatte 335 des Interferometers am Corneascheitel des Auges 323 befindet. Bewegt sich nun die Scannerplatte 335 - auf dieser sind der 90-Grad-Spiegel 316 und die Fokussieroptik 319 montiert - in Richtung der strichpunktiert gezeichneten Interferometerachse 340 um die Strecke S, dann verkürzt sich der Messstrahlengang in der Zeichnung links vom Strahlteiler 304 um 2 mal S. Die Folge ist, dass sich das Kohärenzfenster um die Strecke S vom Corneascheitel in das Auge verschiebt. Um die Augenlänge zu messen, kann man nun das Kohärenzfenster um die gesamte optische Augenlänge L nach rechts verschieben und diese Strecke anhand der dann auftretenden



- 7 -

Kurzkohärenz-Interferenzen des vom Fundus 325 reflektierten Lichts mit dem Referenzlicht abgrenzen. Alternativ kann die Position des Reflexionsprismas 306, wie oben ausgeführt, mit Hilfe des Verschiebetisches 358 so abgestimmt werden, dass der Fokus für einen Punkt etwa in der Mitte der Vorderkammer des Auges in der Mitte des Kohärenzfensters liegt. Eine solche Justierung ist besonders dann von Interesse, wenn es um präzise Messungen der Vorderkammergeometrie geht.

Die Genauigkeit kurzkohärenz-interferometrischer Messungen wird durch Dispersion in den Interferometerarmen beeinträchtigt. Zur Erzielung der maximal möglichen Genauigkeit, die etwa von der Größe der Kohärenzlänge  $l_c$  ist, muß die Dispersion in den beiden Interferometerarmen möglichst gleich groß sein – man spricht dann von „Dispersionskompensation“. Die durch die Interferometerbauteile bedingte Dispersion kann durch entsprechend gewählte Dicken der Spiegelplatte 318 oder durch zusätzliche Planplatten (350, 350') erreicht werden. Die objektabhängige Dispersion kann durch gegenseitiges Verschieben (Doppelpfeile 351 und 351') zweier Keilplatten (307, 307') im Referenzarm kompensiert werden.

Zur Beobachtung der Position des Probandenauges 323 relativ zum Messstrahl kann im Messstrahl ein teildurchlässiger Spiegel 362 angeordnet werden. Diese Beobachtung kann direkt (363), mit Hilfe eines Okulars 364 oder mit Hilfe einer Fernsehkamera 365 erfolgen. Hierzu kann es sinnvoll sein, das Probandenauge 323 zusätzlich mit einer inkohärenten Lichtquelle 366 zu beleuchten. Zur präzisen Positionierung des Probandenauges auf der Interferometerachse 340 kann auch das Bild 370 einer Strichplatte 371 benutzt werden, welches über einen teildurchlässigen Spiegel 372 auf die Probanden-Cornea gespiegelt wird.

Die soweit beschriebenen Verfahren haben den Nachteil, dass die Scannerplatte 335 um die gesamte Augenlänge  $L$  verschoben werden muss, was zeitaufwendig ist.

In einer weiteren Ausformung der Erfindung wird nun vor dem Reflektor 317 ein weiterer Reflektor 517 angeordnet, wie in der Figur 4 dargestellt. Dieser Planspiegel befindet sich von dem Reflektor 317 in einem bekannten Abstand  $D$ . An diesem Spiegel wird bereits ein Teil des Messlichtstrahls 315 reflektiert. Dieser Teil des Messlichtstrahls 315' hat gegenüber dem am Reflektor 317 reflektierten Messlicht bereits ein um die optische Länge  $D$  am Auge nach rechts

- 7 -

CONFIDENTIAL

- 8 -

versetztes Kohärenzfenster. Hat man das Interferometer so justiert, dass das vom („Cornea-assoziierten“) Reflektor 317 reflektierte Messlicht nach Reflexion an der Cornea Kurzkohärenz-Interferenzen mit dem Referenzlicht erzeugt, dann genügt bereits eine Verschiebung der Scannerplatte 335 um die Strecke  $S = L - D$  um Kurzkohärenz-Interferenzen des vom („Fundus-assoziierten“) Reflektor 517 auf den Augenfundus gerichteten und dort reflektierten Lichtbündels mit dem Referenzlicht auftreten zu lassen. Aus der so kurzkohärenz-interferometrisch gemessenen Strecke  $L - D$  und der bekannten Strecke  $D$  erhält man die Augenlänge  $L$ . Der Abstand des Corneascheitels von der Relais-Optik 321 muß nun

$$b = f + \frac{f^2}{L - D} \quad (3)$$

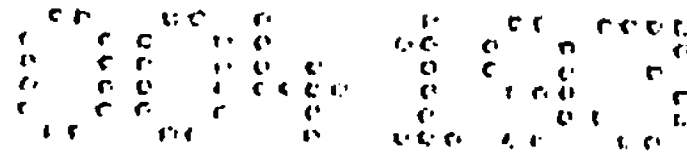
betragen.

Die im Zusammenhang mit der Anordnung nach Figur 3 beschriebenen Modifizierungen zur Vermeidung von störenden Reflexionen, zur Dispersionskompensation und zur Beobachtung der Position des Probanden Auges lassen sich auch in dem Strahlengang nach Figur 4 sinngemäß realisieren. Man kann ferner die Position des Reflektors 317 und das Dachkantprisma 306 mit Hilfe der Verschiebetische 558 und 358 durch axiales Verschieben (Doppelpfeile 559) so auf die aktuellen Teilstreckenlängen des Auges abstimmen, dass der erforderliche mechanische Scanvorgang durch die Scannerplatte 335 des Kurzkohärenz-Interferometers auf wenige Millimeter reduziert wird. Dadurch wird der Messvorgang am Auge nicht nur erheblich beschleunigt, sondern auch der Einsatz billigerer Scanner ermöglicht.

Weiters können neben der Augenlänge auch die verschiedenen intraokulären Teilstrecken gemessen werden. Hierzu kann man weitere Reflektoren anordnen, die in der Tiefe gestaffelt sind; beispielsweise einen Reflektor 519 so, daß dessen Position etwa der Position der Linsenvorderfläche entspricht. Dann kann man anhand der entsprechenden Kurzkohärenz-Interferenzen auch den Abstand Cornea-Augenlinse messen.

Die Trägerplatten der Reflektoren (318, 518, 519) können in ihrer Dicke der erforderlichen Dispersions-Kompensation entsprechend angepasst werden.

- 8 -



- 9 -

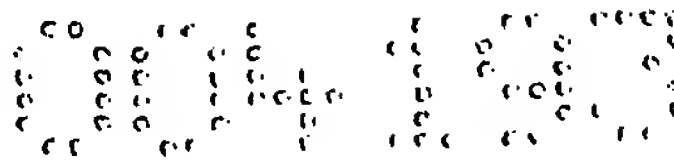
In den bisher beschriebenen Anordnungen hat man immer noch alle zu den verschiedenen Objektiefen gehörigen Messstrahlen gleichzeitig am Photodetektor, weil die Reflektoren 517 und 519 teildurchlässig sein müssen. Das vermindert die Signalqualität und kann zu Signalverwechslungen führen. Die nachfolgend beschriebene weitere Ausformung der erfindungsgemäßen Anordnung vermeidet diese Probleme.

In der Anordnung nach Figur 5 trifft der von dem 90-Grad-Spiegel 316 um 90° aus seiner ursprünglichen Richtung reflektierte Messstrahl 315 je nach Position der Scannerplatte 335 auf mehrere nicht nur in der Tiefe, sondern auch seitlich gestaffelte Reflektoren 617 (mit Platte 618) und 619 (mit Platte 620). Das hat zur Folge, dass jeweils nur ein einziger Messstrahl an der kurzkohärenz-interferometrischen Messung teilnimmt. Hier können alle Reflektoren voll verspiegelt ausgeführt sein. Alle in der Tiefe separierten Messungen werden nun optisch getrennt ausgeführt. Auch hier braucht die Scannerplatte 335 zur Messung der Augenlänge  $L$  nur eine Distanz von etwa  $S = L - D$  bewegt zu werden. Auch hier muß der Abstand des Corneascheitels von der Relais-Optik 321 gleich  $b = f + \frac{f^2}{L - D}$  betragen.

Die Figur 6 skizziert einen vereinfachten Interferometeraufbau. Hier sind 90-Grad-Spiegel 316 und Fokussieroptik 319 nebeneinander auf der Scannerplatte 335 montiert, die sich in Richtung der optischen Achse 340 periodisch zwischen der durchgezogen gezeichneten Position 335 und der gestrichelt gezeichneten Position 355' hin und her bewegt (Doppelpfeil 560). Die übrigen Bezeichnungen entsprechen denen der vorhergehenden Figuren. Hier erübrigt sich die Trägerplatte 357.

Auch alle anderen im Zusammenhang mit den Figuren 3, 4 und 5 erläuterten Vorrichtungen, wie beispielsweise die Vermeidung von störenden Reflexionen durch polarisationsoptische Massnahmen und die Dispersionskompensation sind für die Anordnung nach Figur 6 ausführbar. Bei Fehlsichtigkeit kann dem Auge 323 eine sammelnde oder zerstreuende Hilfsptik 639 vorgesetzt werden, welche die Fehlsichtigkeit kompensiert.





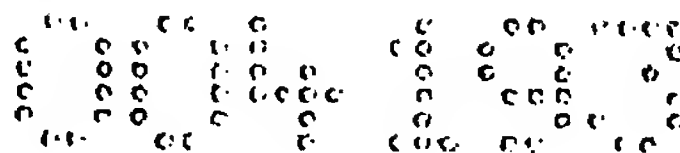
- 10 -

**Faseroptische Implementierungen der erfindungsgemäßen Anordnungen.** Eine vorteilhafte Implementierung der vorliegenden Erfindung erfolgt auf Basis faseroptischer Interferometer. Erfindungsgemäß ausgestaltete Referenz- und Mess-Interferometerarme werden mit den Armen eines faseroptischen Michelson-Interferometers kombiniert. Es ergeben sich Vorteile, weil die zentrale Interferometerstruktur mit den faseroptischen Strahlteilen kompakt, robust gegenüber Erschütterungen und betriebssicher ist. Es sei darauf hingewiesen, dass es verschiedene Arten gibt, das faseroptische Michelson-Interferometer insbesondere auf der Detektorseite auszugestalten. In Figur 7 ist (in dem strichpunktierten Kasten 777) ein faseroptisches Interferometer mit dem Stand der Technik entsprechender „Balanced Detection“ skizziert. „Balanced Detection“ kompensiert das Modenrauschen der hier erforderlichen breitbandigen Lichtquellen, was einen Signal-zu-Rauschen Gewinn von bis zu 20 dB ermöglicht. Die Erfindung betrifft hier nicht diese faseroptischen Interferometer und die zugehörige Signalverarbeitung. Es können auch andere faseroptische Interferometerstrukturen benutzt werden, beispielsweise auch solche, die faseroptische Zirkulatoren verwenden. Vielmehr betrifft die Erfindung die optomechanische Struktur und Implementierung der an die Faserinterferometer-Ausgänge 703 und 743 angekoppelten optischen Strahlengänge. Es können die Ausgänge 703 und 743 verschiedener faseroptischer Interferometer benutzt werden. Auch kann die Signalverarbeitung unterschiedlich erfolgen. So kann beispielsweise das elektrische Ausgangssignal den direkten Zeitverlauf des Interferenzterms wiedergeben oder es kann demoduliert werden, so dass nur die Einhüllende am Ausgang erscheint.

Der Kern des abgebildeten faseroptischen Michelson-Interferometers wird von einem Faserkoppler 700 gebildet, der das von der Kurzkohärenz-Lichtquelle 760 kommende Licht auf Interferometer-Messarm 701 und Interferometer-Referenzarm 702 aufteilt. Das bei 703 aus der Faser austretende Lichtbündel 704 wird von der Optik 705 eines Faser-Kollimators kollimiert und von dem Spiegel 706 in Richtung optischer Achse 740 des Kurzkohärenz-Interferometers gerichtet. Der Reflektor 706 ist zur leichteren Justierbarkeit in einer um zwei in seiner Spiegelebene liegende Achsen drehbaren Halterung 707 montiert. Die Halterung 707 ist fest auf der Platte 708 montiert, die ihrerseits fest mit der Grundplatte 799 verbunden ist und die Scannerplatte 725 überbrückt. Das vom Spiegel 706 in Richtung der optischen Achse 740 reflektierte Lichtbündel 704 wird von der Fokussieroptik 709 in den Fokus 710 fokussiert. Der

- 10 -





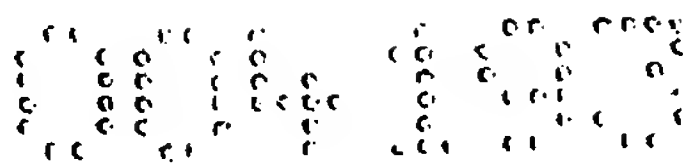
- 11 -

Fokus 710 wird von der Relais-Optik 711 in den Punkt 712 abgebildet. Der Punkt 712 befindet sich auf der Cornea eines Auges 723, dessen Länge  $L$  gemessen wird.

Die Fokussieroptik 709 ist mittels einer Halterung 724 auf der Scannerplatte 725 montiert. 725 kann der bewegte Schlitten eines Voice Coil Scanners - beispielsweise der Firma Physik Instrumente - oder eines Ultraschall-Scanningtisches oder einer anderen entsprechenden Vorrichtung sein, dessen Fußplatte 726 auf der Grundplatte 799 befestigt ist. Während der Messung wird die Scannerplatte 725 entlang der optischen Achse 740 um die Strecke  $S$  zwischen der durchgezogen gezeichneten Position 725 und der gestrichelt gezeichneten Position 727 periodisch hin und her bewegt. Befindet sich die Scannerplatte in der gestrichelt gezeichneten Position, dann befindet sich der Fokus des Lichtbündels 704 - beispielsweise in der in Figur 7 dargestellten Konfiguration - im Brennpunkt 728 der Relais-Optik 711 und das Lichtbündel 704 wird als parallel kollimiertes Lichtbündel 730 auf das Auge 723 gerichtet. Das Auge fokussiert dieses Lichtbündel auf seinen Fundus. Bei Fehlsichtigkeit kann dem Auge 723 eine sammelnde oder zerstreuende Hilfoptik 730 vorgesetzt werden, welche die Fehlsichtigkeit kompensiert.

Das bei 743 aus der Lichtleitfaser 702 austretende Referenzlichtbündel 744 wird von der Optik 745 eines Faser-Kollimators kollimiert und nach Durchlaufen einer beispielsweise aus zwei Keilplatten (746, 746') bestehenden Dispersionskompensations-Vorrichtung von dem Dachkantspiegel 747 auf den 90-Grad-Spiegel 748 und von diesem in Richtung optischer Achse 740 des Kurzkohärenz-Interferometers gerichtet. Das Lichtbündel 744 trifft dort auf den bewegten 90-Grad-Spiegel 749, der das Lichtbündel 744 auf den Reflektor 750 richtet. Das Referenzlichtbündel 744 wird von diesem Spiegel in sich selbst reflektiert und nimmt seinen Weg zurück bis in die Lichtfaser 702.

Wenn sich die Scannerplatte 725 entlang der optischen Achse 740 in Richtung auf die gestrichelt gezeichnete Position hin bewegt, wird das Referenzlichtbündel 744 von dem 90-Grad-Spiegel 749 hintereinander auf die Reflektoren 750, 751 und 752 gerichtet. Es können hier noch weitere Reflektoren in der Tiefe und seitlich gestaffelt angeordnet werden. Außerdem können hier auch Planplatten 753 zur Dispersions-Kompensation angebracht werden. So werden Referenzlicht-Wegstrecken unterschiedlicher Längen realisiert, beispielsweise um - neben der Position von



- 12 -

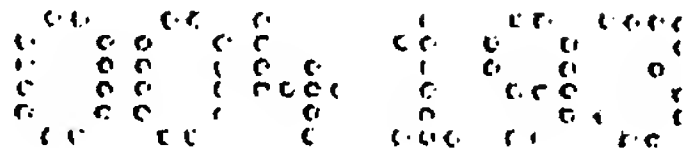
Fundus und Corneascheitel – Positionen von weiteren Strukturen wie der inneren Corneafläche, der Linsenvorderfläche und der Linsenrückfläche zu messen.

In der Figur 7 ist beispielsweise der Fall skizziert, bei dem der Abstand zwischen den (Cornea- und Fundus-assoziierten) Reflektoren 750 und 752 gleich der Strecke  $D$  ist. Wie schon im Zusammenhang mit der Anordnung nach Figur 4 beschrieben, verkleinert sich so die von der Scannerplatte 725 zur Augenlängenmessung zurückzulegende Strecke um  $D$ . Zur Messung der Länge  $L$  eines Auges, bedarf es nur einer Bewegung um die Strecke  $S = L - D$ . Tatsächlich könnte man diese Strecke sogar fast Null machen: man bräuchte die Scannerplatte 725 ja eigentlich nur um die Kohärenzlänge  $l_c$  bewegen - um die Interferenz nachzuweisen. Wegen der aber doch recht großen Streuung tatsächlicher Augenlängen wird man die Scannerplatte 725 um eine Strecke von etwa dieser Streuung, also um einige ( $x$ ) Millimeter, bewegen müssen. Jedenfalls kann die ansonsten doch recht lange zu scannende Strecke  $L$  auf wenige Millimeter reduziert werden. Entsprechend breit müssen die Reflektoren 750, 751, 752 sein: nämlich gleich der Breite des Strahls 744 plus  $x$  Millimeter. Eine weitere Anpassung ist durch die Justierung der Referenzstrahlänge mittels des Reflexionsprismas 747 möglich, das auf einer Verstellvorrichtung 758 montiert ist, die in die Richtungen des Doppelpfeils 754 verschiebbar ist.

Wie oben angedeutet, ist erfindungsgemäß vorgesehen, dass das Messlichtbündel 704 in den Positionen 725 und 727 der Scannerplatte einmal auf die Cornea fokussiert wird und einmal am Fundus. Damit bei einer Verschiebung der Scannerplatte 725 um die Strecke  $S = L - D$  der Messstrahl 704 einmal an der Cornea (durchgezogen gezeichnete Scannerplatten-Position) und einmal am anderen Ende der Bewegung (gestrichelt gezeichnete Scannerplatten-Position) fokussiert wird muß, wie schon im Zusammenhang mit der Figur 3 erläutert, die Distanz des Scheitels der Vorderfläche der Cornea von der Relais-Optik 711 gleich  $b = f \left( 1 + \frac{f}{L - D} \right)$  sein;

$f$  ist die Brennweite der Relais-Optik 711. Falls sich das Kohärenzfenster anfangs (Scannerplatten-Position 725) an der Cornea befindet, wird es sich am Schluß der Verschiebung der Scannerplatte (Scannerplatten-Position 727) am Fundus befinden. Ist beispielsweise  $S = f$ , dann ist  $b = 2f$ ; für eine Brennweite der Relais-Optik 711 von  $f = 50\text{mm}$  erhält man  $b = 100\text{mm}$ .

- 12 -



- 13 -

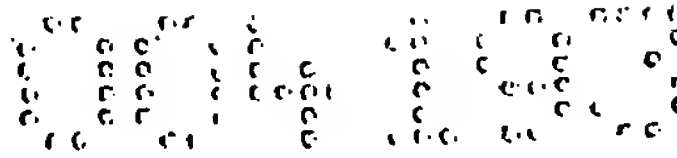
Es sei erwähnt, dass man den tatsächlichen mechanischen Scanbereich der Scannerplatte 725 etwas größer als  $S$  wählen wird, beispielsweise um im eigentlichen Messbereich eine annähernd konstante Geschwindigkeit zu realisieren, was die nachfolgende elektronische Signalverarbeitung erleichtert.

Ferner kann die Position des Reflexionsprismas 747 mit Hilfe des Verschiebetisches 758 so abgestimmt werden, dass der Fokus des Messstrahls am Auge für einen Punkt etwa in der Mitte der Vorderkammer auch in der Mitte des Kohärenzfensters liegt. Eine solche Justierung ist besonders dann von Interesse, wenn es um präzise Messungen der Vorderkammergeometrie geht.

Auch hier können mittels eines weiteren Reflektors 751, wie schon im Zusammenhang mit dem Reflektor 519 in der Figur 4 erläutert, beispielsweise die Vorderkammertiefe oder andere Teilstrecken des Auges gemessen werden.

Als Kurzkohärenz-Lichtquelle 760 kann eine mit einer "Pig-Tail" Faser ausgestattete Superlumineszenzdiode oder eine andere Kurzkohärenz-Lichtquelle verwendet werden, wobei die Strahlung letzterer in die Lichtleitfaser 761 mittels dem Stand der Technik entsprechender Koppler einzukoppeln ist. Bei Verwendung einer Pig-Tail Superlumineszenzdiode kann die Strahlung aus dem Pig-Tail direkt in den ersten Faserkoppler 762 eingekoppelt werden. Dieser koppelt die Lichtwelle in die Faser 763, die die Lichtwelle im 50:50 Koppler (3dB-Koppler) 700 auf Messfaser 701 und Referenzlichtfaser 702 verteilt. Faserschleifen-Polarisations-Controller 765 können zur Einstellung des Polarisationszustands in den zwei Interferometerarmen verwendet werden. Die elektrischen Ausgänge 770 und 771 der beiden Photodetektoren 772 und 773 werden an die Eingänge eines Differentialverstärkers 774 gelegt, dessen Ausgangssignal beispielsweise bandpassgefiltert und demoduliert wird.

Zur Beobachtung der Position des Probanden Auges 723 relativ zum Messstrahl kann – wie schon im Zusammenhang mit der Anordnung nach Figur 3 beschrieben – auch hier im Messstrahl ein teildurchlässiger Spiegel 362 angeordnet werden. Die Beobachtung kann dann direkt (363), mit Hilfe eines Okulars 364 oder mit Hilfe einer Fernsehkamera 365 erfolgen. Es kann auch hier sinnvoll sein, das Probandenauge 323 zusätzlich mit einer inkohärenten Lichtquelle 366 zu beleuchten. Ferner kann auch hier zur präzisen Positionierung des Probanden Auges auf der



- 14 -

Interferometerachse 740 das Bild 370 einer Strichplatte 371 benutzt werden, welches über einen teildurchlässigen Spiegel 372 auf die Probanden-Cornea gespiegelt wird.

In der Figur 7 sind noch 3 weitere Kästen (gestrichelt) eingezeichnet: 778, 779 und 780. Die in diesen Kästen befindlichen Bauteile bilden Funktionsgruppen, die weitgehend separat aufgestellt werden können. Der Strahlengang, wie in der Figur 8 angegeben, ist zunächst gegenüber jenem der Figur 7 dadurch verschieden, dass der zum Referenzstrahlengang gehörende bewegte 90-Grad-Spiegel 749 und die den Fokus 710 im Messstrahlengang erzeugende Fokussieroptik 709 auf der Scannerplatte nebeneinander angeordnet sind. Damit entfällt die Platte 708 und alle auf ihr befindlichen Komponenten können direkt auf der Grundplatte 799 montiert werden, was den Aufbau nicht nur insgesamt vereinfacht sondern auch stabiler macht.

Schließlich ist in der Figur 9 ein weiterer erfindungsgemäßer Strahlengang angegeben, bei dem der bewegte 90-Grad-Spiegel 749 des Interferometer-Referenzarms und die bewegte Fokussieroptik 709 des Interferometer-Messarms auf separaten Scannerplatte 925 und 925' montiert sind. Diese separaten Scannerplatten können elektrisch synchronisiert werden. Sie können jedoch auch mit unterschiedlichen Scan-Strecken betrieben werden. Es muß lediglich sichergestellt werden, dass  $S \geq L - D$  und die Distanz des Scheitels der Vorderfläche der Cornea

von der Relais-Optik 711 gleich  $b = f \left( 1 + \frac{f}{L - D} \right)$  ist, mit der Brennweite  $f$  der Relais-Optik

711. Über die geeignete Wahl der Brennweite  $f$  der Relais-Optik 711 kann das ophthalmologische Kurzkohärenz-Interferometer – bei sonst unveränderten Parametern – leicht an andere ophthalmologische Einrichtungen und Messvorrichtungen angebaut werden. Anstelle des hier dargestellten Interferometer-Referenzarms kann als Referenzarm auch eine sogenannte „Rapid Scan Optical Delay Line“, wie in K. F. Kwong, et al.: 400-Hz mechanical scanning optical delay line, Optics Letters 18 (1993) pp. 558-560, beschrieben, mit dem Interferometer-Meßarm nach Figur 9 kombiniert werden.

Die im Zusammenhang mit der Anordnung nach Figur 3 beschriebenen Modifizierungen zur Vermeidung von störenden Reflexionen, zur Dispersionskompensation und zur Beobachtung der Position des Probandenauges lassen sich auch in dem Strahlengang nach Figur 7, 8 und 9

CONFIDENTIAL

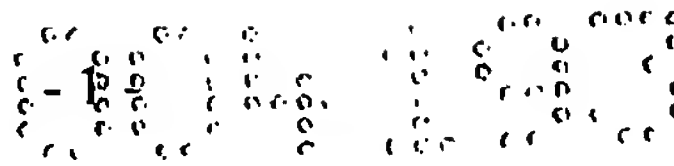
- 15 -

sinngemäß realisieren. Man kann ferner die Position des Reflektors 752 und das Dachkantprisma 747 mit Hilfe der Verschiebetische 758 durch axiales Verschieben (Doppelpfeile 754) so auf die aktuellen Teilstreckenlängen des Auges abstimmen, dass der erforderliche mechanische Scanvorgang des Kurzkohärenz-Interferometers auf wenige Millimeter reduziert wird. Dadurch wird der Messvorgang am Auge nicht nur erheblich beschleunigt, sondern auch der Einsatz billigerer Scanner ermöglicht.

Schließlich sei auch noch bemerkt, dass als Fokussieroptik (103, 319, 709) auch eine Zerstreuungslinse (709') verwendet werden kann. Die Figur 10 skizziert einen entsprechenden Strahlengang des Interferometer-Meßarms. An die Stelle des reellen Fokus 728 tritt nun der virtuelle Fokus 728.

- 15 -



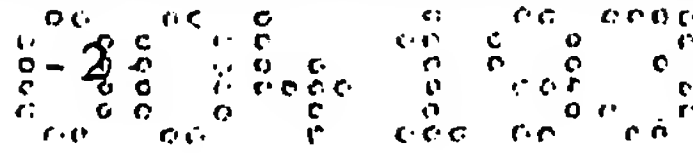


## Kurzkohärenz-interferometrische Augenlängenmessung

Prof. Dr. Adolf Friedrich Fercher  
Hassreitersteig 3/11  
A-1230 Wien

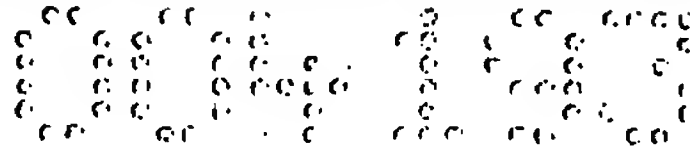
### Patentansprüche

1. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges, das den Messstrahl auf das jeweilige Kohärenzfenster fokussiert und die erforderlichen Interferometerspiegel-Scan-Strecken auf kleinere Strecken als die zu messenden Distanzen reduziert, dadurch gekennzeichnet, dass im Kurzkohärenz-Interferometer ein 90-Grad-Spiegel (316, 749) und eine Fokussieroptik (319, 709) eine periodische Hin-und-her Bewegung (Doppelpfeil 560) so ausführen, dass der von der Fokussieroptik erzeugte und mittels einer Relais-Optik (103, 321, 711) auf das Auge abgebildete Messstrahlfokus (101', 322, 712) synchron mit dem Kohärenzfenster von der Cornea entlang der optischen Achse des Auges bis zur Fovea centralis und zurück bewegt wird.
2. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der 90-Grad-Spiegel während seiner Bewegung den Messstrahl auf eine Reihe von in der Tiefe gestaffelten Reflektoren richtet.
3. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der 90-Grad-Spiegel während seiner Bewegung den Referenzstrahl sequentiell auf eine Reihe von in der Tiefe und seitlich gestaffelten Reflektoren richtet.
4. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass der 90-Grad-Spiegel (316, 749) und die Fokussieroptik (319, 709, 709') auf dem periodisch hin und her bewegten Tisch einer Scanningvorrichtung in Bewegungsrichtung hintereinander montiert sind.
5. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass der 90-Grad-Spiegel (316, 749) und die Fokussieroptik (319, 709, 709') auf dem periodisch hin und her bewegten Scanningvorrichtung in Bewegungsrichtung nebeneinander montiert sind.



6. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass der von der Fokussieroptik (319, 709, 709') erzeugte Messstrahlfokus (101, 320, 710, 710') von einer Relais-Optik (321, 711) auf das Auge abgebildet wird, wobei der Corneascheitel im Abstand  $b = f \left( 1 + \frac{f}{L - D} \right)$  von der Relais-Optik angeordnet wird, mit  $f$  = Brennweite der Relaisoptik,  $L$  = optische Länge des Auges,  $D$  = Abstand der zu Cornea (317, 617, 750) und Fovea centralis (517, 619, 752) gehörenden Reflektoren.
7. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass der von der Fokussieroptik (319, 709, 709') erzeugte Messstrahlfokus (320, 710, 710') und der 90-Grad-Spiegel (316, 749) um eine Strecke etwas größer als  $L - D$  ( $L$  = optische Länge des Auges;  $D$  = Distanz der zu Cornea und Fovea centralis gehörenden Reflektoren) periodisch hin und her bewegt wird.
8. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass die Aufspaltung in die interferometrischen Mess- und Referenzarme (701, 702) des Kurzkohärenz-Interferometers mittels eines faseroptischen Kopplers (700) erfolgt.
9. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der 90-Grad-Spiegel (316, 749) und die Fokussieroptik (319, 709, 709') auf getrennten periodisch hin und her bewegten Scanningvorrichtungen in Bewegungsrichtung nebeneinander montiert sind.
10. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der 90-Grad-Spiegel (316, 749) und die Fokussieroptik (319, 709, 709') auf getrennten periodisch hin und her bewegten Scanningvorrichtungen montiert sind und die Bewegungen der zwei Scanningvorrichtungen elektronisch synchronisiert werden.
11. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass die Scanningvorrichtung (355 mit 356, 725 mit

12. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass als Fokussieroptik (319, 709) eine Zerstreuungslinse (709') verwendet wird.
13. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass als Referenzarm auch eine sogenannte „Rapid Scan Optical Delay Line“ oder ein anderer Weglängenmodulator mit dem Interferometer-Meßarm kombiniert werden.
14. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass mittels eines Spiegels (306, 747) die Anfangskoinzidenz von Meßfokus und Kohärenzfenster etwa in die Mitte der Vorderkammer des Auges gelegt wird.



## **Kurzkohärenz-interferometrische Augenlängenmessung**

Prof. Dr. Adolf Friedrich Fercher  
Hassreitersteig 3/11  
A-1230 Wien

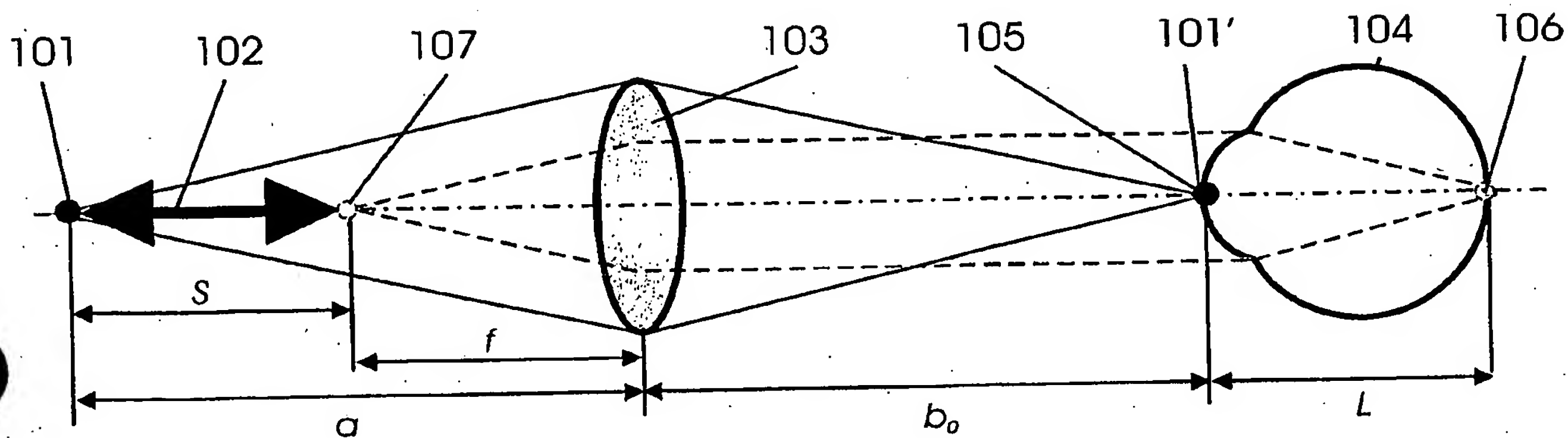
**Zusammenfassung.** Die kurzkohärenz-interferometrische Längenmessung am Auge hat 2 Probleme: Erstens fallen Messfokus und Kohärenzfenster meist nicht zusammen, zweitens benötigt der Scanvorgang entlang der Augenachse Zeit. Beides hat schlechte Signalqualität und ungenaue Messungen zur Folge. Es wird ein Kurzkohärenz-Interferometer angemeldet, in dem ein 90-Grad-Spiegel und eine Fokussieroptik gemeinsam eine periodische Hin-und-her Bewegung so ausführen, dass der von der Fokussieroptik erzeugte und mittels einer Relais-Optik auf das Auge abgebildete Messstrahlfokus synchron mit dem Kohärenzfenster von der Cornea entlang der optischen Achse des Auges bis zur Fovea centralis bewegt wird. Weiters werden mittels mehrerer Reflektoren unterschiedliche Weglängen in den Mess- und Referenzstrahlengängen erzeugt, so dass sich der Scanvorgang auf Strecken kleiner als die optische Länge des Auges beschränkt.

Eine vorteilhafte Implementierung der vorliegenden Erfindung erfolgt auf Basis faseroptischer Interferometer. Hierbei werden die erfindungsgemäß ausgestalteten Referenz- und Mess-Interferometerarme mit den Armen eines faseroptischen Interferometers kombiniert.

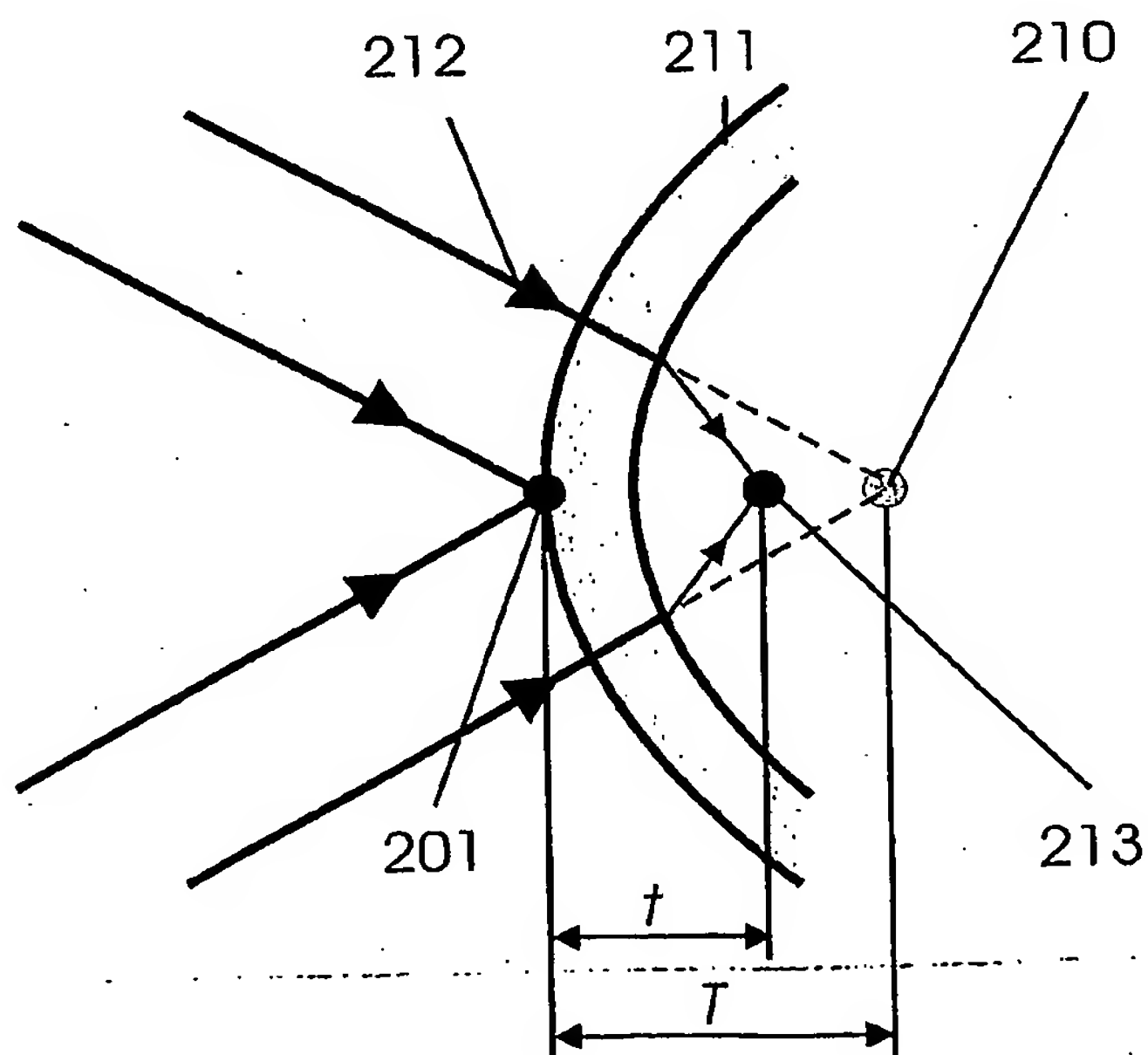
Am besten wird diese Anmeldung durch Figur 8 gekennzeichnet.

A 179/200 4004 193

Unk



Figur 1



Figur 2



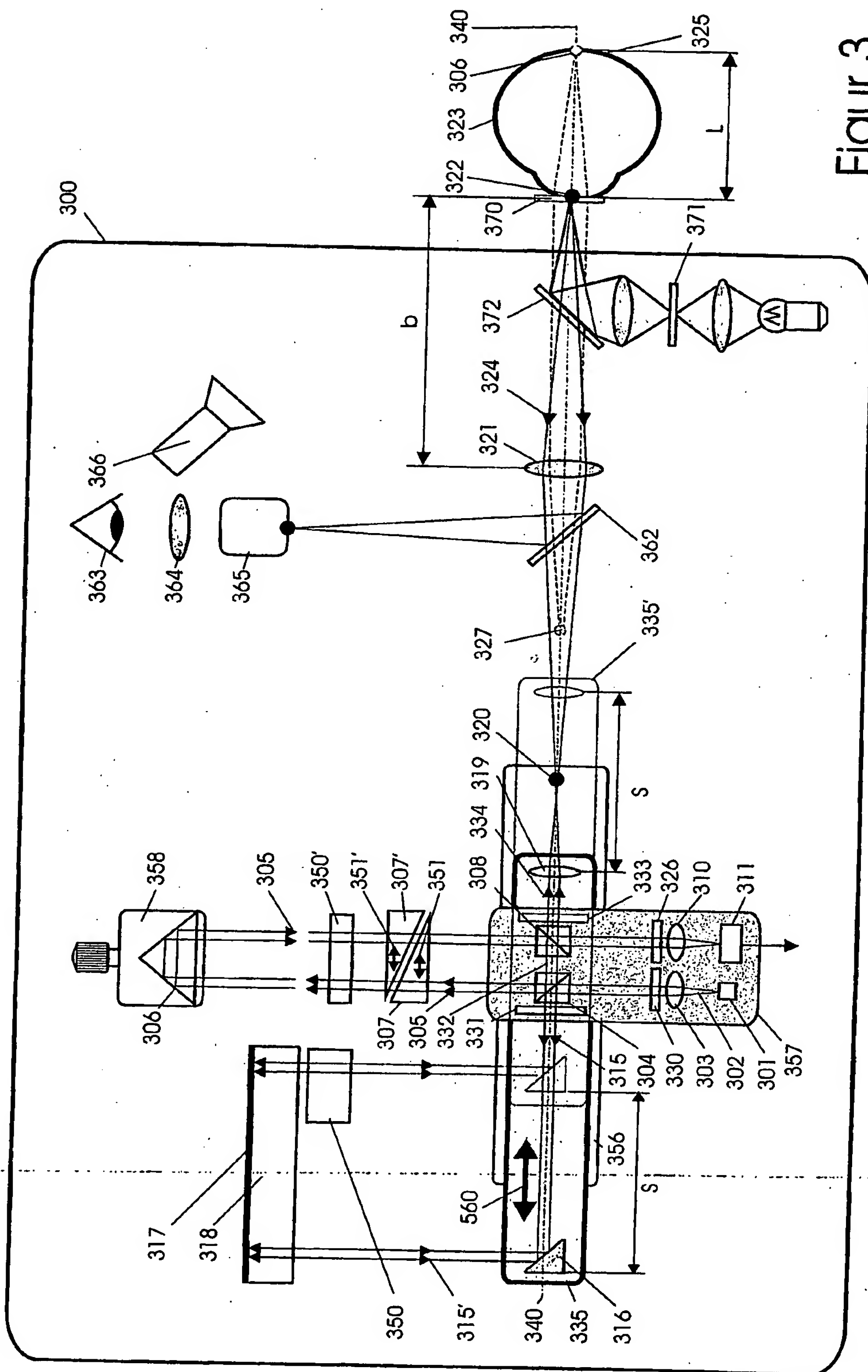
A

179/200

4

100

United States



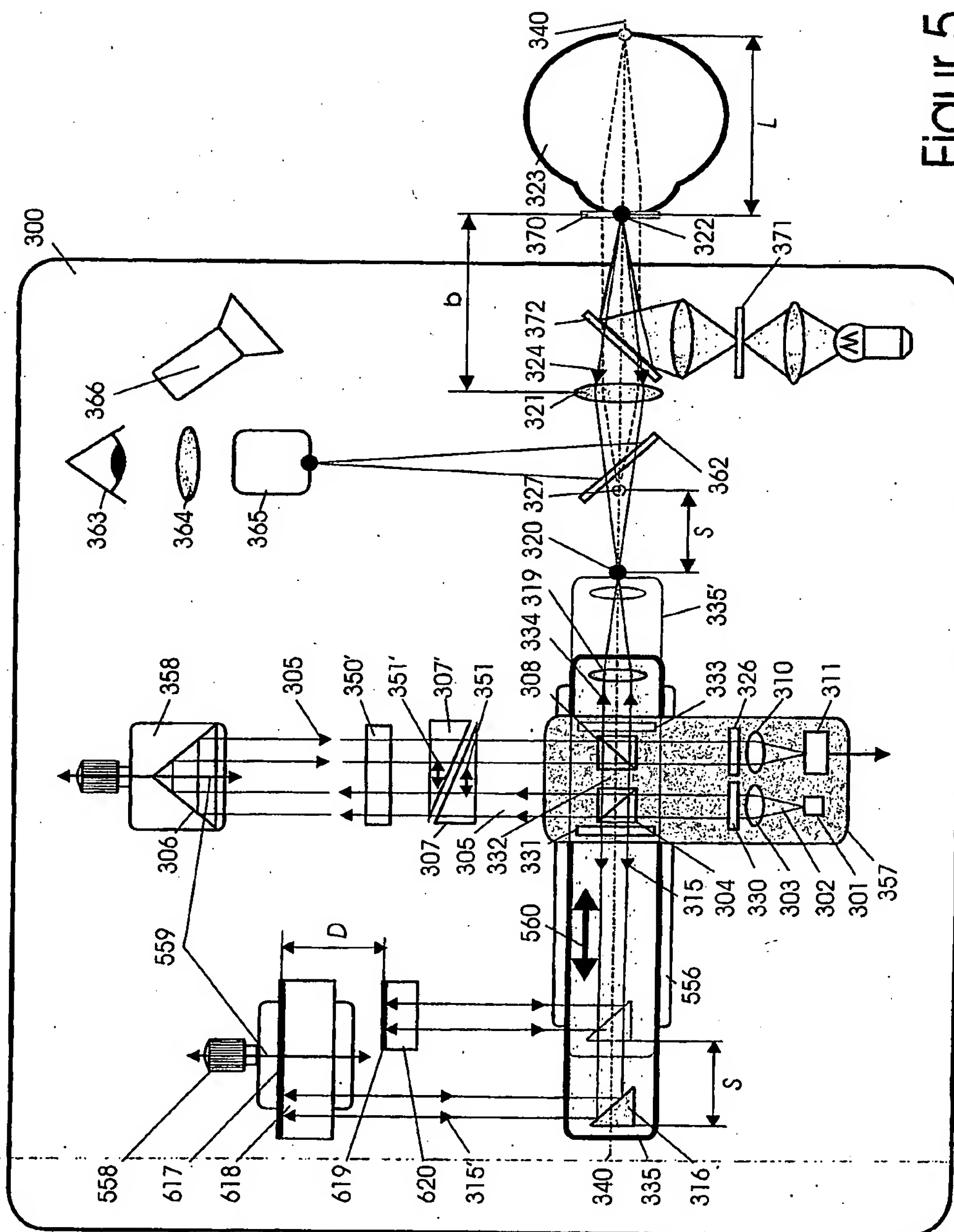
Figur 3



## Figur 4

A 179/2004

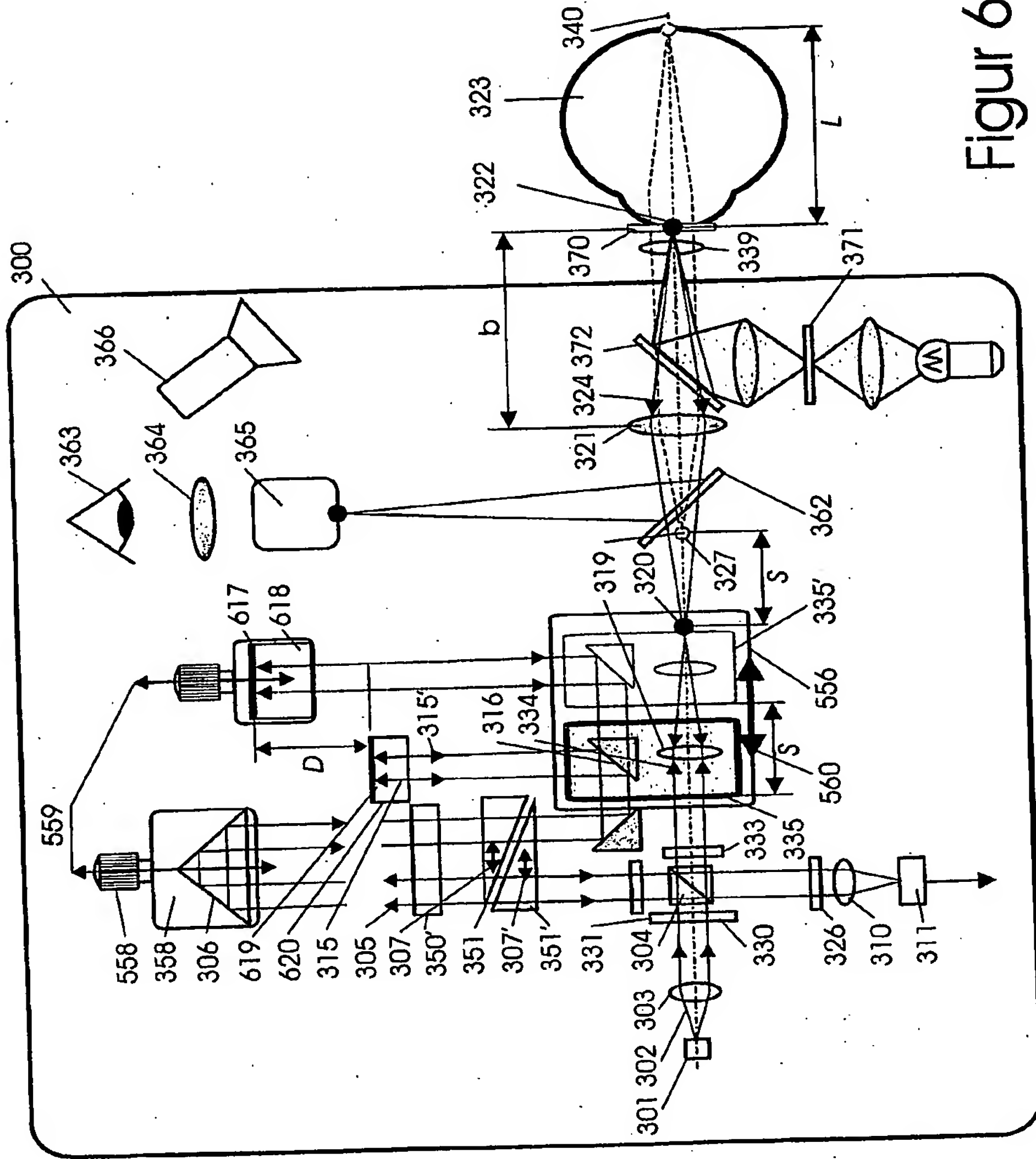
Unlabeled



Figur 5

A 179/2004

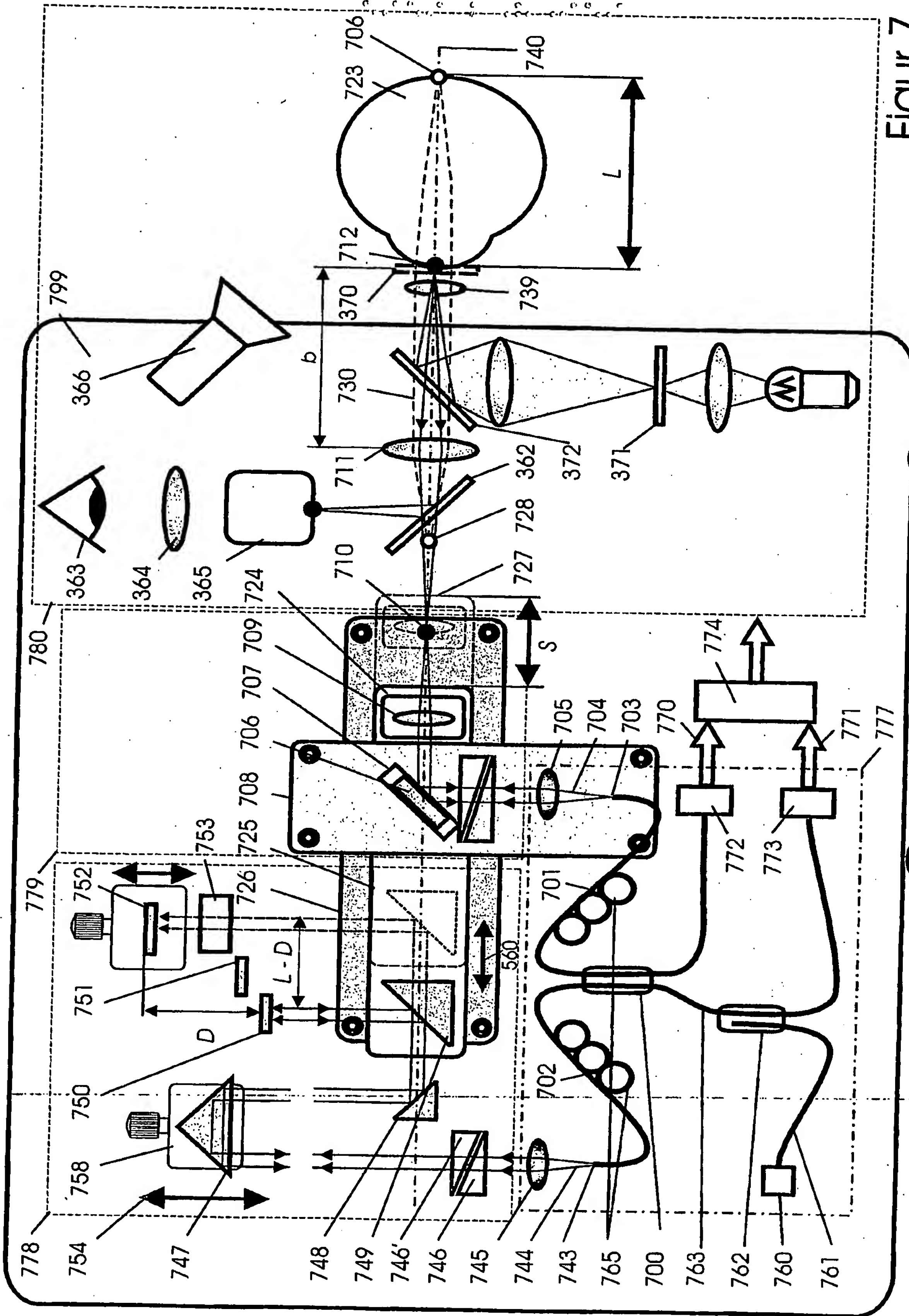
Unlabeled



Figur 6

A 179/2004

Unlabeled

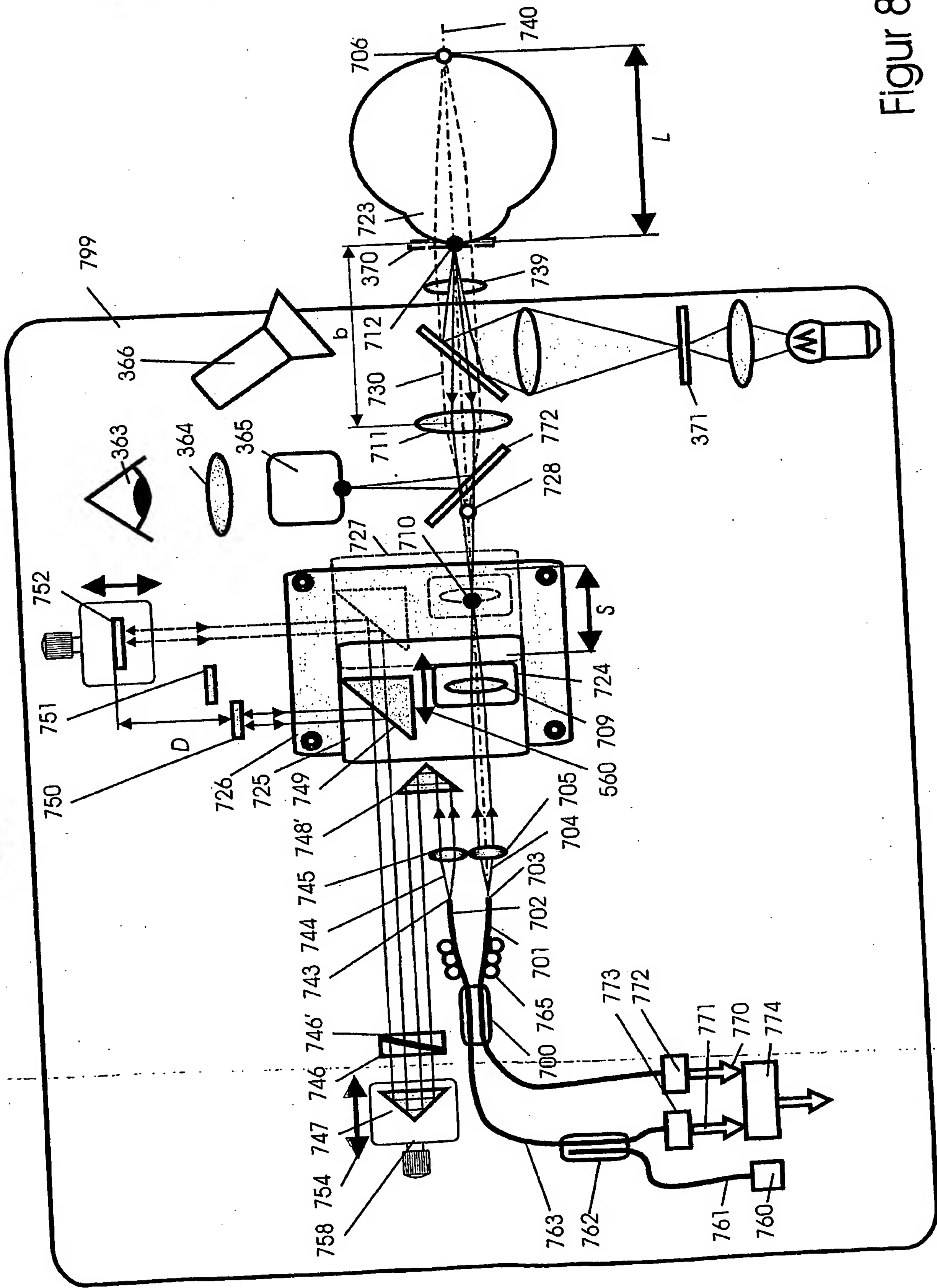


Figur 7



179/2004

Unlabeled

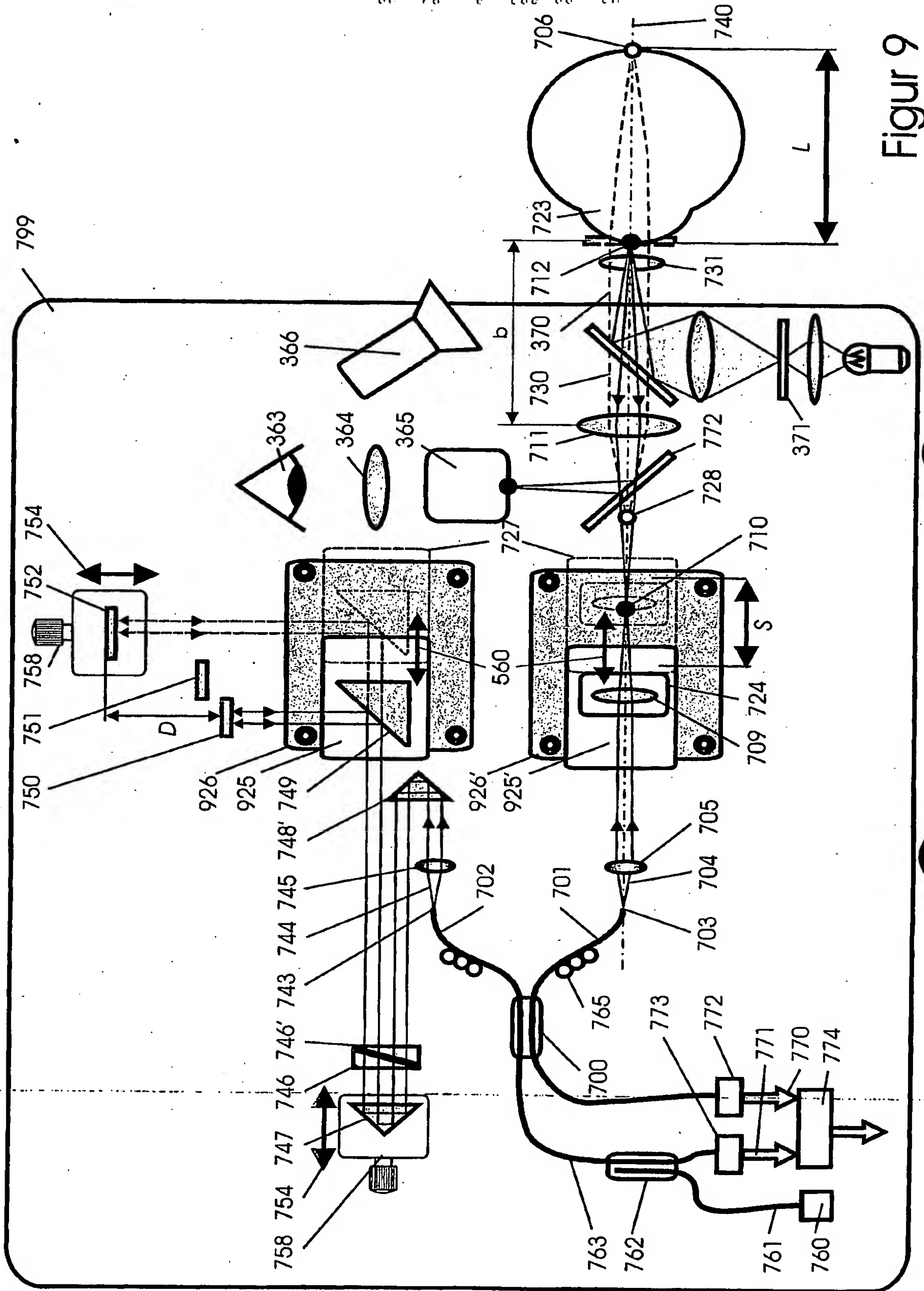


Figur 8

A

179/2004

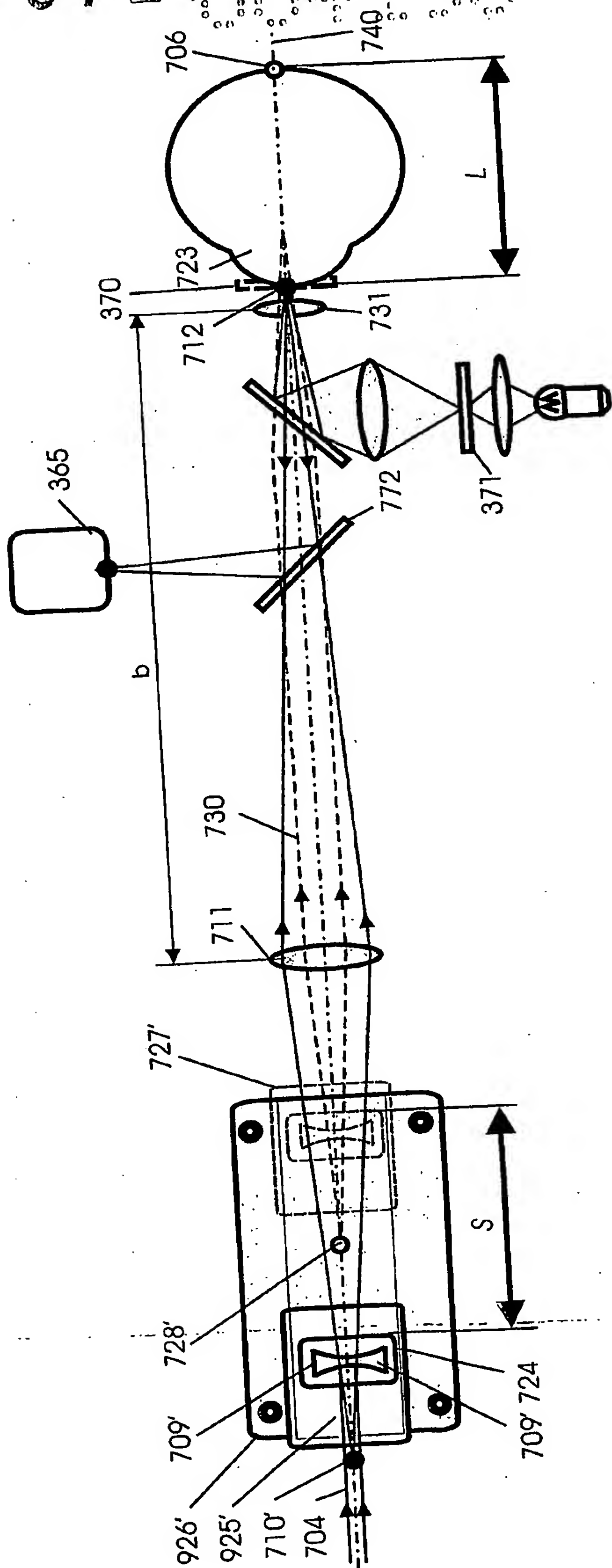
Unbox



Figur 9

A 179/2004

UNEX



Figur 10

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:**

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**